

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-051281

(43)Date of publication of application : 28.02.1995

(51)Int.Cl.

A61B 17/34

A61B 1/00

A61B 17/36

(21)Application number : 06-122004

(71)Applicant : ETHICON INC

(22)Date of filing : 12.05.1994

(72)Inventor : VAITEKUNAS JEFFREY J

(30)Priority

Priority number : 93 60897

Priority date : 12.05.1993

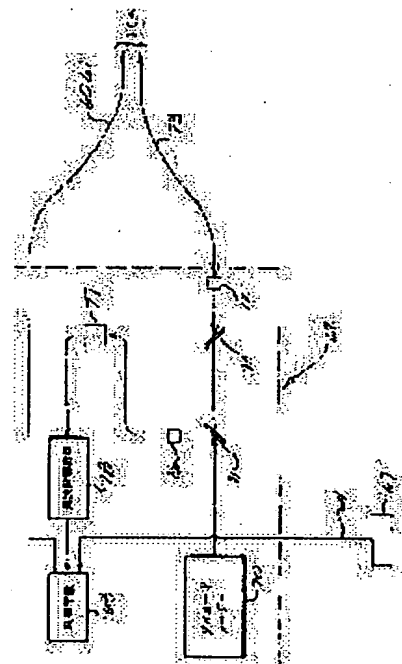
Priority country : US

(54) BLUNT-TIPPED ULTRASONIC TROCAR

(57)Abstract:

PURPOSE: To reduce the force required for a user, and prevent the forward end of a trocar from damaging a patient's external tissue by providing a mechanism for judging the time of the penetration of the trocar through the tissue, and stopping the operation of a trocar.

CONSTITUTION: A light source 70 made of a diode laser emits light to a splitter 71 and the light is divided into a reference beam and a hand piece beam. This hand piece beam coupled to an optical fiber 73 via a coupler 72 is reflected with an end mass body, and returns to a photo detector 77 via the splitter 75 under exposure to a frequency change due to the Doppler effect of the vibrating end mass body. The reference beam is also received by the photo detector 77 via a coupler 76 and modulated together with the hand piece beam. The reference beam thereby generates a beat frequency and is converted to a modulated electrical signal. This signal is sent to a frequency analyzer 78, and a load at the forward end of a trocar is judged on the basis of a Doppler travel identified via the beat frequency, and a control means 63 stops the trocar at a suitable load level.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

10.05.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-51281

(43) 公開日 平成7年(1995)2月28日

(51) Int.Cl. ⁹	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 17/34				
1/00	3 2 0 E			
17/36	3 3 0			

審査請求 未請求 請求項の数 2 F D (全 13 頁)

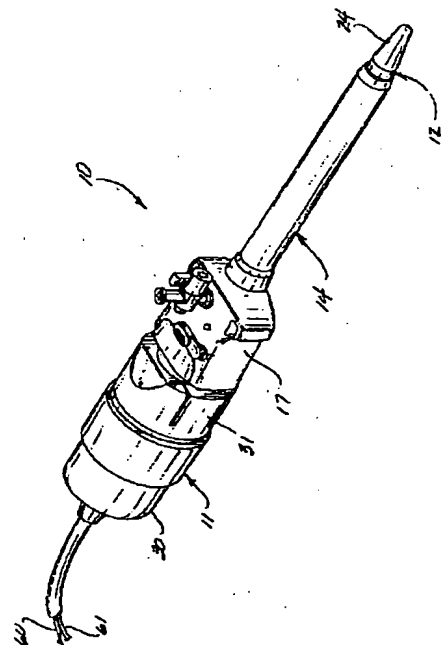
(21) 出願番号	特願平6-122004	(71) 出願人	591005420 エチコン・インコーポレーテッド ETHICON INCORPORATE D アメリカ合衆国ニュージャージー州08876 サマービル・ユーエスルートナンバー22
(22) 出願日	平成6年(1994)5月12日	(72) 発明者	ジェフリー・ジェイ・バイテクナス アメリカ合衆国オハイオ州45069ウエスト チエスター・インディアントレイル6081
(31) 優先権主張番号	0 6 0 8 9 7	(74) 代理人	弁理士 小田島 平吉
(32) 優先日	1993年5月12日		
(33) 優先権主張国	米国 (U S)		

(54) 【発明の名称】 鈍端の超音波套管針

(57) 【要約】

【目的】 先端により組織を損傷させることを防止する。

【構成】 組織を穿孔する際に使用者を支援するために振動形式で超音波エネルギーを使用する鈍端の先端部の套管針である。フィードバック機構が設けられ、これが套管針先端部における負荷を感知し、振動している先端部の超音波エネルギーレベルを負荷条件に従って調整する。独立型の超音波発生器のある套管針も提供する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 カニユーレハンドルとカニユーレ管とを有するカニユーレ；超音波変換器と鈍端の先端部と軸とを有する穿子；及び前記超音波変換器を収容しているハウジングを備え、

前記軸は前記変換器に組付けられた手元側端部と前記鈍端の先端部に組付けられた末端側端部とを有し；選定された周波数で変換器を振動させかつ軸に沿って先端部に振動を伝搬させるように変換器に電気エネルギーを供給することを特徴とする套管針組立体。

【請求項 2】 超音波変換器；鈍端の先端部；及び前記変換器に組付けられた手元側端部と前記鈍端の先端部に組付けられた末端側端部とを有する軸；を備え、選定された周波数で変換器を振動させかつ軸に沿って先端部に振動を伝搬させるように変換器に電気エネルギーを供給することを特徴とする内視鏡外科の位置に接近するために組織を穿孔する套管針穿子。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は内視鏡外科を行うために身体の諸領域に接近するための組織穿孔に使用される套管針に関し、特に、組織の穿孔を支援するために超音波エネルギーを使用する鈍端の套管針に関する。

【0002】

【従来技術及びその課題】内視鏡外科術に使用される套管針組立体は、一般に二つの主要構成要素、即ち套管針穿子及び管又はカニユーレを備える。典型的には、穿子は最初にカニユーレ内に置かれ、更にカニユーレから突き出し得る鋭く尖った穿孔用先端部を持つ。穿子の先端部は、カニユーレが体腔内に接近できるように皮膚及び下層組織を穿孔するために使用される。次いで、穿子を取り出され、カニユーレを通して内視鏡外科術が行われる。

【0003】多くの套管針は穿子先端を覆い得る安全シールドを持つ。套管針への力がなくなると、安全シールドはその先端部被覆位置に維持される。安全シールドは、套管針組立体が穿孔のために組み合わせられるときは、穿孔用先端部を露出させるようにこれを動かすことができる。次いで、使用者は套管針に力を加え、外科部位に達するように皮膚と組織とを穿孔するために穿子が用いられる。力が解除されると、安全シールドが穿子先端部を再び覆う。

【0004】軟質組織、典型的には所望の外科処置部位に達するように皮膚及び筋肉を穿孔するには機械的な力が必要である。例えば、腹腔外科においては、内臓に到達するために表層、筋膜、筋肉及び腹膜が穿孔される。軟質組織に達したとき、穿孔する力に対する抵抗が急になくなることが多く、この位置で、使用者は、鋭い穿子先端でその他の組織の穿孔することを避けるために、安全シールドが穿子先端を覆うように力を抜く。

【0005】従って、穿孔している穿子先端による軟質又は下層の組織を損傷させるいかなる危険も更に減らす套管針を提供することが本発明の目的である。組織の穿孔の際に使用者を支援し使用者の力の必要量を減らし使用者のより良好かつより容易なコントロールを可能とする套管針を提供することも本発明の目的である。安全シールドを必要としない套管針を提供することが本発明の別の目的である。

【0006】

10 【課題を解決するための手段】本発明は、内視鏡外科術、例えば外科術の実施のために器官又はその他の組織に接近するための腹腔壁の穿孔に使用される鈍端の套管針を提供する。より特別には、本発明は、套管針穿子及びカニユーレの挿入を助けるために先端に与えられた超音波エネルギーを使用する鈍端套管針を提供する。本発明の鈍端又は丸くされた穿子先端の形状は意図せざる障害の危険を減らし、かつ同時に超音波エネルギーが公知の套管針組立体より比較的小さな力による套管針組立体の組織貫通を可能とする。

20 【0007】本発明の好ましい実施例においては、套管針が患者の外部組織、例えば患者の腹腔壁を貫通したときに停止機構が器具の作動を停止させる。器具の先端部が組織を貫通した時点を判定するためにフィードバック機構が使用され、このとき、先端部に送られる超音波エネルギーが停止され又は不活性なアイドリング状態に低下させられる。

【0008】1実施例では、フィードバック機構は組織の音響インピーダンスのフィードバックシステムを備え、このシステムにおいては、套管針組立体の不活性部分、好ましくは穿子ハウジングに置かれた光センサーが、光源から発せられ超音波式穿子の活性部分から反射された光を検知し、套管針先端における組織の負荷又は抵抗の影響を判定する。

【0009】別の実施例においては、フィードバック機構は超音波変換器の圧電スタック内に置かれた受動圧電素子を備える。この受動素子はスタックの他の圧電セラミック素子と共に振動するが他の素子とは異なり励起されない。受動素子の振動は圧電スタックの振動に相当する素子の両側の振動電圧を発生する。素子両側の電位差からこの技術に公知の方法で套管針の負荷を決定することができる。受動素子は、超音波変換器を振動させる電気エネルギーを供給するために使用される発電機の制御手段と組み合わせることができる。

【0010】その他のフィードバックシステムもまた使用でき、例えば、組織の有無又は組織の形式を検出するために圧力検知器又は歪ゲージを使用することができる。音響インピーダンスは発電機及び套管針組立体のシステムインピーダンスに関係するので、穿子先端の振動と負荷状態とを検出し判定するために電気パラメーターを使用することができる。かかるシステムにおいては、

ハンドピースに供給される電圧と電流との位相差又は電圧と電流との大きさの比率がこの判定を行うために使用される。負荷が増加すると、電圧電流間の位相差は 0° の共振状態から、負荷条件に関連した負の位相角度差に変化する。

【0011】フィードバックシステムは、固い組織又は柔らかな組織のような組織の特性の感知にも使用できる。異なった型の組織は異なった音響インピーダンスを有し、これが先端部の負荷特性に影響する。振動している先端部の負荷条件に従った超音波エネルギーの大きさの調整、例えば負荷が増加したときに発電機によるエネルギー出力を増加させる制御手段にフィードバックを使用することができる。従って、穿子先端には比較的安定した大きさのエネルギーが提供できる。

【0012】好ましい実施例の別の特徴は、套管針停止機構により電力が停められこの出力を再び上げる前には、その都度、使用を必要とするリセット機構を提供する。

【0013】本発明の別の実施例は、穿子軸と一体の超音波変換素子を提供する。

【0014】本発明の別の実施例は、電子素子が套管針ハンドル内に収容された独立式の超音波発生器を提供する。

【0015】

【実施例】図1-8を参照すれば、ハウジング11、套管針穿子12及びカニューレ組立体14を備えた套管針組立体10が示される。

【0016】穿子12は套管針組立体の受動部分であり、これは超音波エネルギーを伝達し、或いは超音波振動数で振動する。穿子12は、端部質量体20、変換器21、増幅器22、音波案内軸23及び鈍端の穿孔用先端部24を備える。

【0017】端部質量体20はその末端において変換器21の手元側端部と組付け可能に組み合わせられる。変換器21には変換素子が備えられる。図2に示された好ましい実施例においては、変換器は圧電スタックであり、これは、交互になっている電極25と26との間に圧電セラミック変換素子27があるようにして交互にされた能動電極25と接地電極26で構成される。能動電極25、接地電極26及びセラミック素子27の各はその中心を通る円孔を持つ。能動電極は電線60に電気的に接続され、接地電極26は接地線61に電気接続される。電線60と61とは外部の発電機62と套管針組立体10とを連絡する。変換器素子の別の実施例においては、電磁拘束的(magnetorestrictive)とすることができる。

【0018】接地電磁の一つは、以下説明されるようにハウジング11の内側と接触している取り付けダイヤフラム28である。変換器21に端部質量体20を組付け、更に増幅器22に変換器21を組付けるためにボル

ト29が使用される。ボルト29は端部質量体20の手元側端部から端部質量体20内の円孔及び端部質量体20の末端側に置かれた変換器の電極25、26とセラミック素子27の円孔を通過する。末端にねじの切られたボルト29は増幅器22の手元側端部のねじ穴内にねじ止めされる。穿子増幅器22の手元側端部においては、増幅器22の溝43内にOリング42が設置される。増幅器22の末端側端部は音波案内23の手元側端部に組付けられる。音波案内23の末端側端部は先端部24の手元側端部に組付けられる。先端部24は穿子12の末端に向かって先細にされ、先端部24のこの部分の輪郭は丸みが付けられる。

【0019】先端部は音波案内と一体にすることができ、或いは図2に示されるようにねじ付きの手元側端部24aを音波案内のねじ穴23a内にねじ止めすることにより取り付けることができる。図1-8の実施例では、音波案内はその長さに沿って分布された一連のOリング50を備える。Oリング50は節点、即ち軸に沿って予定された超音波周波数の $1/2$ 波長の整数倍の距離に等しい点で軸に沿って等距離の間隔を空けられた非伝導性プラスチックを備える。言い換えると、節点は、波長の長さに沿って超音波の振動振幅、即ち振動エネルギーのサイン波がゼロに等しくなった点である。音波案内23及び先端部24は、アルミニウム合金又はチタンのような超音波エネルギーを有効に伝達する材料で構成されたむくのコア軸から作られることが好ましい。

【0020】ハウジング11は、端部キャップ30、連結具31及びシース32を備える。シース32は、テフロン又はポリカーボネートのような熱及び電気の伝導度が小さくかつ摩擦係数の低い材料で作られることが好ましい。端部キャップ30はハウジング11の末端側端部に置かれ、使用者が套管針組立体10を保持しかつ操作するためのハンドルとして作用する。端部キャップ30は上方の周囲部分36と下方の周囲部分37を持つ。下方周囲部分37は上方周囲部分36より大きな直径を有し、上方周囲部分36と出会うリップ部38を形成する。連結具31は上方周囲部分39と下方周囲部分40を持つ。下方周囲部分40は上方周囲部分39より大きな直径を有し、上方周囲部分39と出会うリップ部41を形成する。

【0021】端部質量体20と変換器21とを含んだ穿子12の手元側端部は、電極25より直径が大きなダイヤフラム28、電極26及びセラミック素子27がリップ38上に置かれるように、端部キャップ30内に挿入される。連結具手段31の上方部分39は端部キャップ30の下方部分37の内周内に差し込まれボルト33により連結される。このとき、穿子取付け用ダイヤフラム28は、圧縮力によりリップ38と上方部分39の手元側端部との間に組み合わせられ、穿子12をハウジング11に連結する。連結具手段31のリップ部41は端部

キャップ 30 の末端側端部に押し付けられる。

【0022】連結具 31 はその末端にねじ穴 34 を持つ。ハウジングシース 32 は、ねじ穴 34 内にねじ込まれるねじ付きの手元側端部 35 を持つ。

【0023】ハウジングシース 32 は、先端部 24 の末端がシース 32 の末端から伸びているようにして穿子増幅器 22 及び音波案内 23 の上に適合する。Oリング 50 は超音波伝達の減衰を避けるために、音波案内 23 の振動部分をハウジングシース 32 の内壁から絶縁する手段として作用する。従って、ハウジング 11 は 2 カ所、即ちダイヤフラム 28 及び Oリング 42 で穿子と接触するだけであり、この 2 カ所は共に節点に置かれる。ハウジングは使用者が保持している間のハンドピースと能動部分、即ち穿子との接触を避ける。

【0024】図 8 は套管針先端部 24 と音波案内 23 との拡大図である。ハウジングシースから音波案内を絶縁する手段が図示され、この手段は Oリング 50 を受け入れるように音波案内 23 にノッチ 51 を備える。ノッチ 51 は、Oリング 50 が音波案内の周囲に接近して置かれることを可能とし、これによりハウジングシース 32 との具合のよい適合ができる。

【0025】図 9 は絶縁手段の別の実施例を示す。ハウジング 11 は、軸と接触するようにハウジングシースの内周から内向きに伸びている突起 151 のあるシース 132 を備える。突起 151 は、シースに伝わる振動が最小でかつ超音波エネルギーの最小の減衰が生ずるように節点に置かれる。絶縁手段の更なる実施例は穿子の軸内に成型されたリングを備えることができる。

【0026】カニューレ組立体 14 はハンドル部分 17 とカニューレ管 18 とを備える。ハウジングシース 32 及び音波案内 23 はカニューレ管 18 内に適合する。先端部 24 はカニューレ管 18 の末端より外方に伸びる。カニューレ管 18 はその末端が先細にされる。

【0027】ハウジング 11 は、カニューレハンドル 17 の手元側端部に受け入れられるようにされた連結用手段 44 により、ハウジング連結具 31 の末端においてカニューレハンドル部分 17 に組付けられる。

【0028】図 7 に示されるように、振動の振幅は先端部に沿った位置に依存し、節点では振幅ゼロであり、また、腹の点即ち、振動波形のサイン振幅と等しい点においては最大振幅となる。腹から最寄りの節点までの距離は $1/4$ 波長である。先端部 24 の末端は腹にある。

【0029】発電機 62 は制御ユニット 63 (図 6)、電子式外科用ユニット又は壁の出力のいずれかに差し込み得る入力プラグ (図示せず)、及び出力線 60、61 を備える。入力コード 64 が始動用機構 67 から発電機の制御ユニット 63 に接続される。始動用機構 67 は発電機の制御ユニットと情報交換して套管針先端部に超音波エネルギーを供給する。この実施例では始動用機構 67 は外科医により制御される足踏み式のスイッチであ

る。

【0030】別の実施例では、始動用機構は套管針組立体のハウジング 11 に置かれたリセットボタンである。このリセットボタンは足踏みスイッチ 67 と同様に機能し、発電機が作動状態にあり套管針がアイドリング状態でありそして初期のパラメーターが計測された準備状態から、エネルギーが先端部に供給される作動状態に套管針組立体 10 を切り替える。

【0031】発電機 62 は電線 60 により能動電極 25 に電気エネルギーを送り、このエネルギーは接地電極 26 及び電線 61 を通って戻される。このエネルギーは圧電セラミック片を振動させ、この振動が予定の超音波周波数で穿子を振動させる。得られた超音波エネルギーは増幅器 22 に伝達される。増幅器 22 は、その構成により超音波エネルギーを増幅し、このエネルギーは音波案内 23 を下りて先端部 24 に伝達される。

【0032】振幅は穿子の直径の変化による運動量の保存に依存する。10 ないし 300 ミクロンの穿子の変位が好ましい。

【0033】穿子の周波数は予め決定される。この周波数は人の可聴範囲外、即ち 20 kHz 以上になるように高いことが好ましい。一定の振幅に対しては、周波数が高くなるとより高いキャビテーション効果が生ずると信じられる。しかし、周波数が増加すると先端部の振幅は質量の慣性のために実現がより困難となる。従って、20 kHz から 150 kHz の範囲の周波数が好ましい。

【0034】予め設定された負荷条件が存在する場合は、判定すべき套管針先端部の負荷条件を連続的に、或いは周期的に測定するフィードバック機構が設けられる。制御ユニットは、フィードバック機構からのフィードバックに基づいて穿子に供給するエネルギーを制御する手段として作動する。この特別の実施例においては、制御ユニットは、フィードバック機構により判定された負荷条件に応じて、その作動を、活性状態と不活性状態即ちアイドリング又は完全オフの状態との間で自動的に移動させる。

【0035】図 14-16 は本発明の套管針組立体の一つの使用法を示す。患者の腹腔 90 を例えばベレス式ガス注入針を用いて二酸化炭素で膨らませた後で、穿孔 91 を実施すべき場所に套管針先端部 24 が位置決めされる。套管針組立体は発電しない状態の発電機に接続される。このとき、発電機は、穿子の初期パラメーター、即ち先端部負荷なしを判断し、そして先端部負荷なしのシステムに給電する。このとき、套管針は準備状態となり、次いで、外科医は始動用機構 67、即ち足踏みスイッチ又はリセットボタンを使用して動力を与えることができる。外科医は套管針組立体を挿入部位に置く。超音波エネルギーが先端部に送られ、同時に外科医は套管針が挿入箇所を貫通するまで最小の力を加える。音波案内の活性化され又は励起された先端部が機械的圧力と組織

のキャピテーションとを生じ、このため穿子が組織に貫入されると考えられる。

【0036】フィードバック機構が套管針先端部24の無負荷状態を検出すると、制御ユニットは超音波エネルギーを遮断する。始動用機構67が使用されない限り、電力が再び与えられることはない。套管針10は始動用機構を解除することにより再設定することができる。この機構は、殊に套管針が既に組織を穿孔し装置自体がスイッチを切ったときの装置の不慮の再給電を防ぐ安全上の特徴を提供する。

【0037】好ましい実施例においては、穿子の負荷は周期的に測定されかつ最大負荷が判定される。最大負荷の予定パーセントの減少量で負荷が低下すると、予め設定された負荷条件が指示される。好ましい実施例では、予め設定された負荷条件は、套管針先端部が組織を貫通し、套管針が遮断機構により停止されたときの無負荷条件を表す。

【0038】図6を参照すれば、フィードバック機構の1実施例が示される。ダイオードレーザーよりなる光源70がビームスプリッター71に光を放射し、ここで光は基準ビームとハンドピースビームとに分割される。ダイオード70はファイバケーブル72により光ファイバー73に連結される。光ファイバー73はハウジング11の手元側端部の開口部74を通過して伸びる(図7)。光ファイバー73は、ハンドピースビームを端部質量体20の手元側端部に向ける。この光は端部質量体20で反射され、振動している端部質量体20によりドップラー効果による周波数変化を受ける。ハンドピースビームは光ファイバー73、ビームスプリッター75を通過して光検知器77に戻る。ビームスプリッター71で分割された基準ビームもファイバケーブル76を経て光検知器77により受け取られる。基準ビームとハンドピースビームとは変調され、噛み周波数を作り、これが光検知器77により変調電気信号に変換される。変調電気信号は周波数解析器78に送られ、これが、噛み周波数により判定されたドップラー移動に基づいて套管針先端部における負荷を判定する。周波数解析器78は発電機の制御手段63と情報交換する。制御手段63が適切な負荷レベルで套管針を停止させる。

【0039】フィードバック機構は、負荷の有無の判定用として作られることに加えて、先端部の特定の負荷レベル、又は負荷の変化を明示することができる。

【0040】使用者は、套管針の挿入時により大きな圧力を加えることによりインピーダンスの増加を起こすことができる。安全上の特徴として、本装置は、套管針の挿入前、挿入中又は挿入後のいつでも、超音波エネルギーを断つために圧力を緩める得るように、使用者の加える圧力の大きさに敏感であるようにすることができる。この装置は上限のインピーダンス又は負荷レベルで停止させるようにすることもできる。この特徴は、例えば先

端部が骨に達したため、或いは装置がひび割れし又は破損したため異常に高いインピーダンスレベルに達したとき、この装置は停止させることができるであろう。装置破損の場合は先端部において測定されたインピーダンスは高く現れるであろう。

【0041】別の実施例では、フィードバック機構は、先端部負荷に反映された組織の固さの変化にตอบสนองして超音波エネルギーのレベルを調整するために使用できる。フィードバック機構は、負荷を検出し負荷による先端部の変位の減少を生ずる組織へのエネルギーの損失を補償するように変換器へのエネルギーを増加させることができる。

【0042】穿子はなかば再使用可能とし、又は単一患者用とし少なくとも1個の使捨て式の套管針と共に包装することができ、更に現用の使捨て式套管針カニューレに連結するように設計することができる。

【0043】さて、図10-12を参照すれば、本発明の別の実施例が示される。套管針組立体100は穿子112とカニューレ114とを備える。穿子112は、手元側端部120において穿子軸122に連結されたハウジング111を備える。穿子軸122は、電気エネルギーを超音波エネルギーに変換するために、穿子軸122と一体の圧電変換器121を備え、この超音波エネルギーは軸122に沿って先端部123に伝達される。先端部123は、ねじ付きの手元側端部191により軸の末端側端部のねじ穴190に連結される。軸はOリング150を受け入れるために節点にくぼみ152を持つ。

【0044】カニューレ組立体114はハンドル117及びこれに取り付けられたカニューレ管118を備える。

【0045】穿子ハウジング111は連結ブロング119を有し、これがカニューレハンドル117に受け入れられてカニューレ114を穿子112に連結する。穿子112は、穿子先端部123はカニューレ管118の先の細の末端側端部113から伸びるようにカニューレハンドル117及びカニューレ管118に挿入できる。穿子軸122に沿った節点に置かれたOリング150は、カニューレ114を活性の穿子から絶縁するように作用する。超音波エネルギーは穿子先端部123において増幅される。

【0046】この実施例では、高電圧の電子式発電素子162が穿子ハンドル11に埋められ、発電機として作動して変換器121にエネルギーを提供し、一方では外科用電子発電機又は交流コンセントからエネルギーを受ける。エネルギーは選択的に外部発電機からハウジングに供給することができる。

【0047】以上の説明より、本発明の精神及び範囲より離れることなく多くの同等品又は変更をなし得ることを認めることができる。ここに説明された特定の実施例は、請求された本発明に対する限定を意図するものでは

ない。

【0048】好ましい実施態様は、次のとおりである。

【0049】1. カニユーレハンドルとカニユーレ管とを有するカニユーレ；超音波変換器と鈍端の先端部と軸とを有する穿子；及び前記超音波変換器を収容しているハウジングを備え、前記軸は前記変換器に組付けられた手元側端部と前記鈍端の先端部に組付けられた末端側端部とを有し；選定された周波数で変換器を振動させかつ軸に沿って先端部に振動を伝搬させるように変換器に電気エネルギーを供給する套管針組立体。

【0050】2. 前記ハウジングが更に端部キャップを備え、前記端部キャップを套管針組立体操作用のハンドルとして使用し得る上記1の套管針組立体。

【0051】3. 前記ハウジングが更に連結具を備え、これが変換器を節点においてハウジングに固定する上記1の套管針組立体。

【0052】4. ハウジング連結具がハウジング連結具をカニユーレに組付ける組付け用手段のある末端側端部を備え、前記組付け用手段はカニユーレハンドルの手元側端部に受け入れられるようにされた上記3の套管針組立体。

【0053】5. 前記ハウジングが、軸と同心でありかつ軸の外周上に適合するシースを更に備える上記1の套管針組立体。

【0054】6. 前記シースがポリカーボネート材料を含む上記5の套管針組立体。

【0055】7. 前記穿子が軸に沿った振動を前記シースから絶縁する絶縁手段を更に備え、前記絶縁手段は少なくとも1個の節点に置かれる上記5の套管針組立体。

【0056】8. 前記絶縁手段が、節点において前記軸に形成された対応溝内に設置される少なくとも1個のリングを備える上記7の套管針組立体。

【0057】9. 前記絶縁手段が、節点において前記軸と接触するようにシースの内周から周囲で内向きに伸びている少なくとも1個の突起を備える上記7の套管針組立体。10. 超音波変換器；鈍端の先端部；及び前記変換器に組付けられた手元側端部と前記鈍端の先端部に組付けられた末端側端部とを有する軸；を備え、選定された周波数で変換器を振動させかつ軸に沿って先端部に振動を伝搬させるように変換器に電気エネルギーを供給する内視鏡外科の位置に接近するために組織を穿孔する套管針穿子。

【0058】11. 変換器が圧電素子を備える上記10の套管針穿子。

【0059】12. 変換器が電磁拘束素子を備える上記10の套管針穿子。

【0060】13. 前記超音波変換器を収容しているハウジングを更に備える上記10の套管針穿子。

【0061】14. 末端側端部を有する端部質量体を更に備え、変換器は手元側端部と末端側端部とを有し、そ

して変換器の前記手元側端部が前記端部質量体の末端側端部に組付けられる上記10の套管針穿子。

【0062】15. 軸の手元側端部及び変換器の末端側端部に組付けられた増幅器を更に備える上記10の套管針穿子。

【0063】16. 前記超音波変換器に電気エネルギーを供給するエネルギー源を更に備える上記10の套管針穿子。

【0064】17. エネルギー源が套管針ハウジングから遠隔の発電機を備える上記10の套管針穿子。

【0065】18. エネルギー源がハウジング内に収容された電子式発電素子を備える上記10の套管針穿子。

【0066】19. 超音波変換器が穿子軸と一体である上記10の套管針穿子。

【0067】20. 套管針先端部の負荷の変動を判定するフィードバック機構及び前記フィードバック機構からのフィードバックに基づき穿子に供給するエネルギーを制御する制御手段を更に備えた上記10の套管針穿子。

【0068】21. 前記制御手段は、フィードバック機構が予め設定された負荷条件の存在を判定したときに穿子先端部への超音波エネルギーの配給を停止するための停止機構を更に備える上記20の套管針穿子。

【0069】22. 予め設定された負荷条件が套管針の組織貫通を示す上記21の套管針穿子。

【0070】23. 予め設定された負荷条件が套管針先端部に負荷をかけている組織の1種又はそれ以上の組織特性を示す上記21の套管針穿子。

【0071】24. 套管針が停止機構により止められこれに再び動力を与える以前に、その都度、使用を必要とするリセット機構を更に備える上記21の套管針穿子。

【0072】25. 前記フィードバック機構が光源及びハウジングに置かれた光受容器を備え、前記光源は光を穿子の活性部分に向け、前記光受容器はこの活性部分から反射された光を受け入れ、前記反射光は先端部の負荷に関係するドップラー移動を有しこれから套管針先端部の負荷が判定される上記20の套管針穿子。

【0073】26. フィードバック機構は套管針先端部の負荷の変動を判定するために変換器に供給される電氣的パラメーター電圧と電流とを使用する上記20の套管針穿子。

【0074】27. 套管針先端部の負荷を判定するために使用される電氣的パラメーターが電圧と電流との間の位相差である上記26の套管針穿子。

【0075】28. 套管針先端部の負荷を判定するために使用される電氣的パラメーターが変換器に供給される電圧と電流の大きさの比である上記26の套管針穿子。

【0076】29. 制御手段は、穿子先端部における比較的安定したエネルギーレベルを提供するために負荷の変動を補償するように穿子に供給されるエネルギー量を調整し得る上記20の套管針穿子。

【0077】30. 前記予め設定された負荷レベルが上限のインピーダンスレベルである上記20の套管針穿子。

【0078】31. 始動用機構を更に備えた上記16の套管針穿子。

【0079】32. 前記始動用機構が前記エネルギー源に接続された足踏み式スイッチである上記31の套管針穿子。

【0080】33. 前記始動用機構がハウジングに置かれたリセットボタンを備え、前記リセットボタンは押されたときに穿子に供給されるエネルギーを断続させる上記31の套管針穿子。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の1実施例の套管針組立体を示す。

【図2】 図1の套管針組立体の分解斜視図を示す。

【図3】 図1及び2の套管針組立体の平面断面図を示す。

【図4】 図1及び2のハウジングの平面断面図を示す。

【図5】 図1及び2のカニユーレ組立体の平面断面図を示す。

【図6】 図7に示された套管針組立体の組織インピーダンスのフィードバック回路を示す。

【図7】 図1及び2の套管針組立体の平面断面図を、套管針の長さに沿った超音波エネルギーを示す対応グラフ

と共に示す。

【図8】 図1及び2に示された套管針組立体の末端部分を示す。

【図9】 本発明の別の実施例の套管針組立体の末端部分を示す。

【図10】 本発明の別の実施例の套管針組立体の一部切り取った断面図を示す。

【図11】 図10の套管針組立体の套管針穿子の平面断面図を示す。

【図12】 図10の套管針組立体の平面断面図を示す。

【図13】 図11の套管針軸の斜視図を示す。

【図14】 本発明の套管針の使用を示す流れ図である。

【図15】 本発明のインピーダンスフィードバックシステムの使用を示す流れ図である。

【図16】 腹腔鏡外科術を行うために患者に使用中の本発明の套管針穿子を示す。

【符号の説明】

10 套管針組立体

11 ハウジング

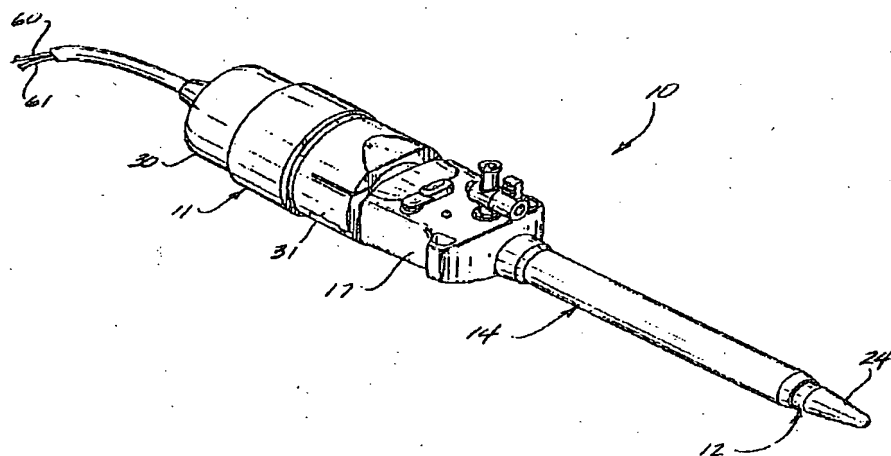
20 12 穿子

21 変換器

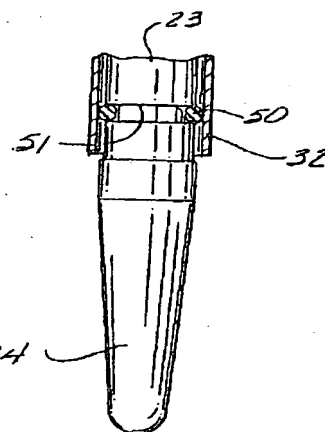
27 圧電セラミック素子

60 発電機

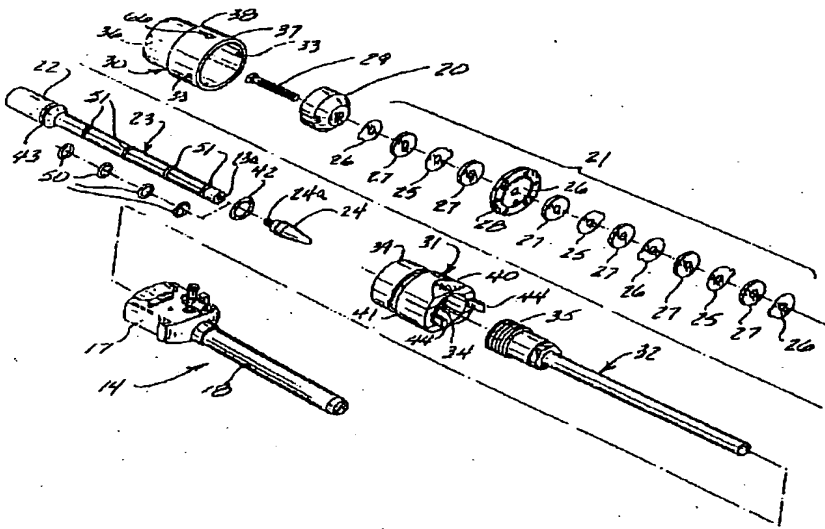
【図1】



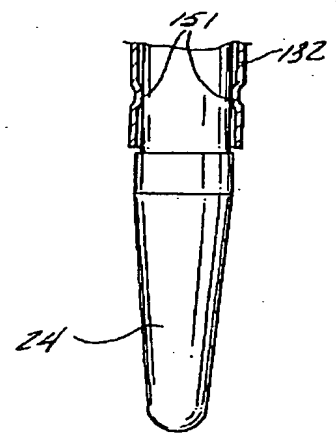
【図8】



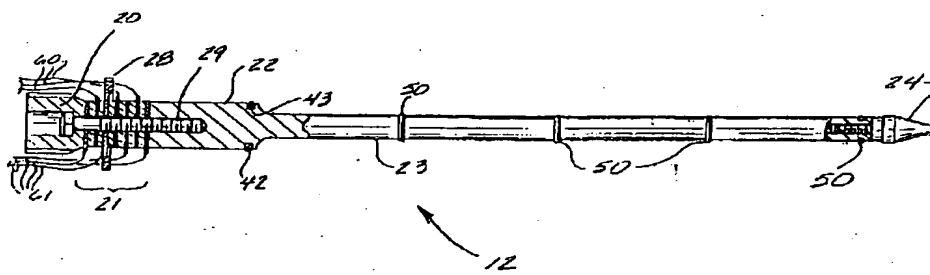
【図2】



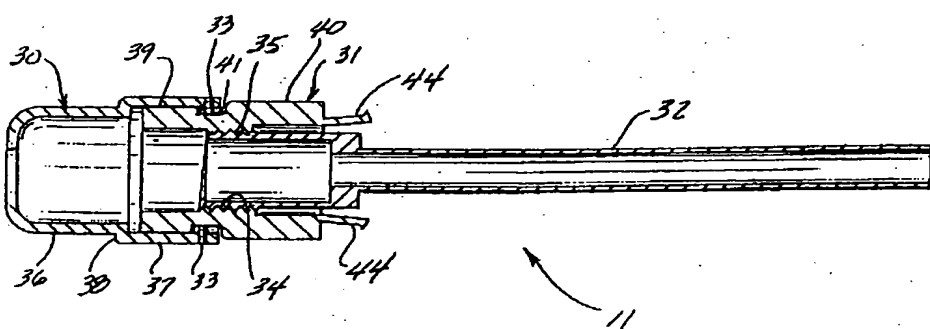
【図9】



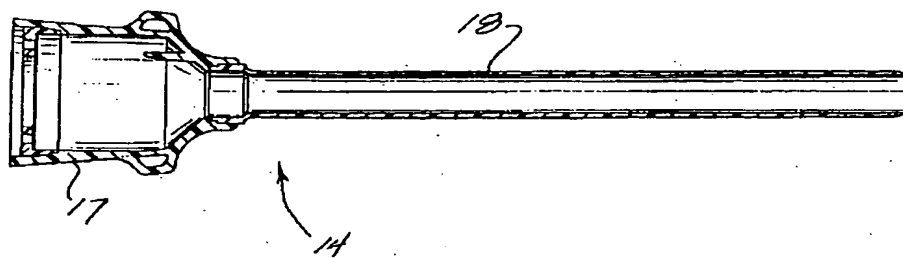
【図3】



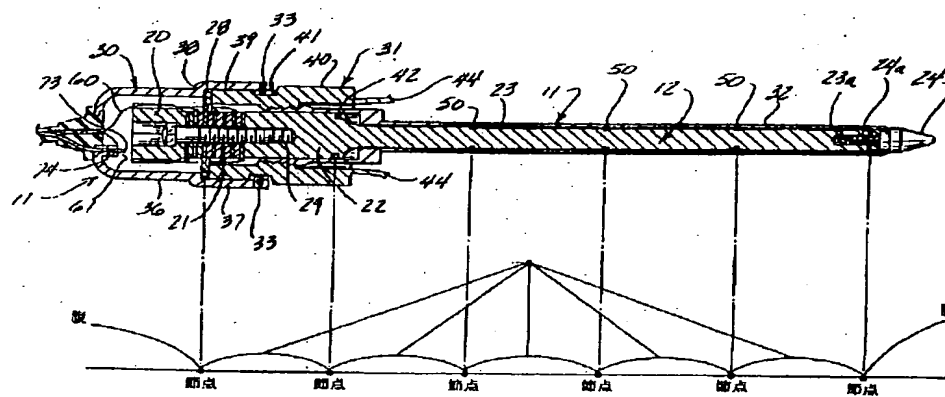
【図4】



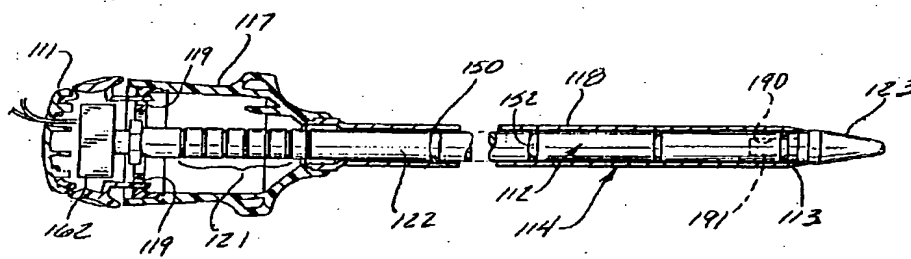
【図5】



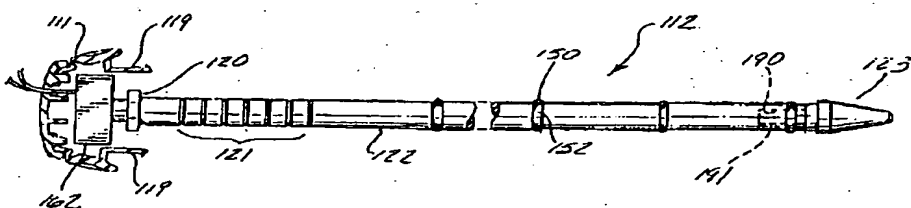
【図7】



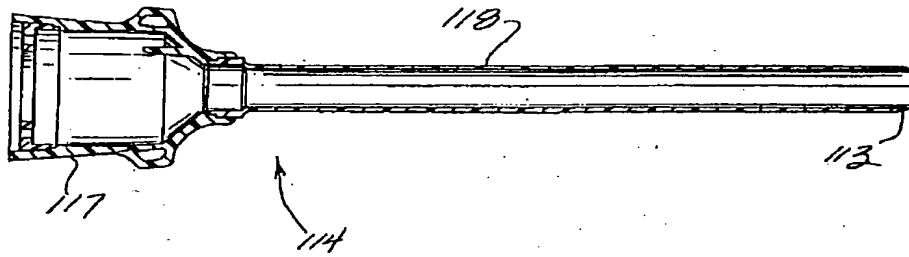
【図10】



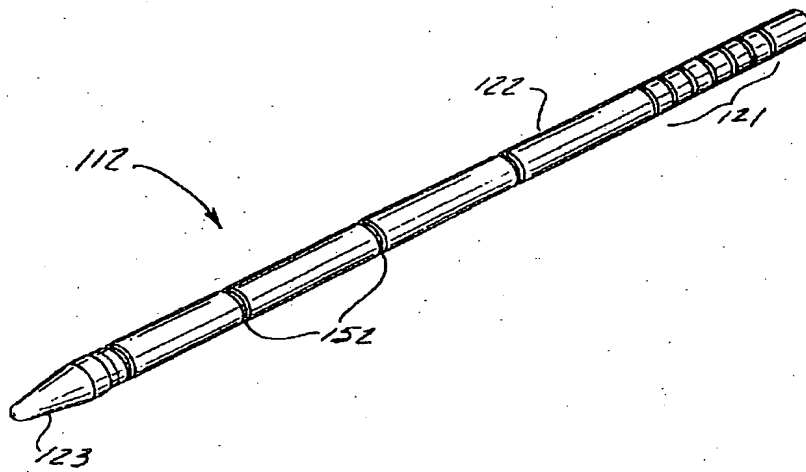
【図11】



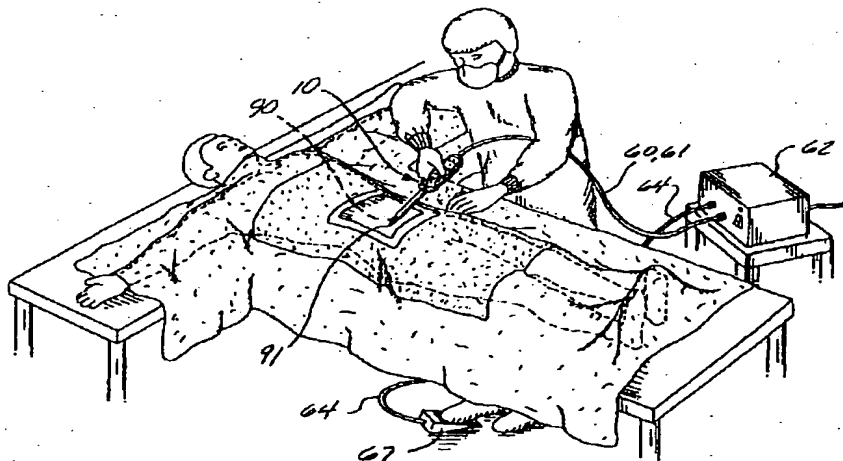
【図12】



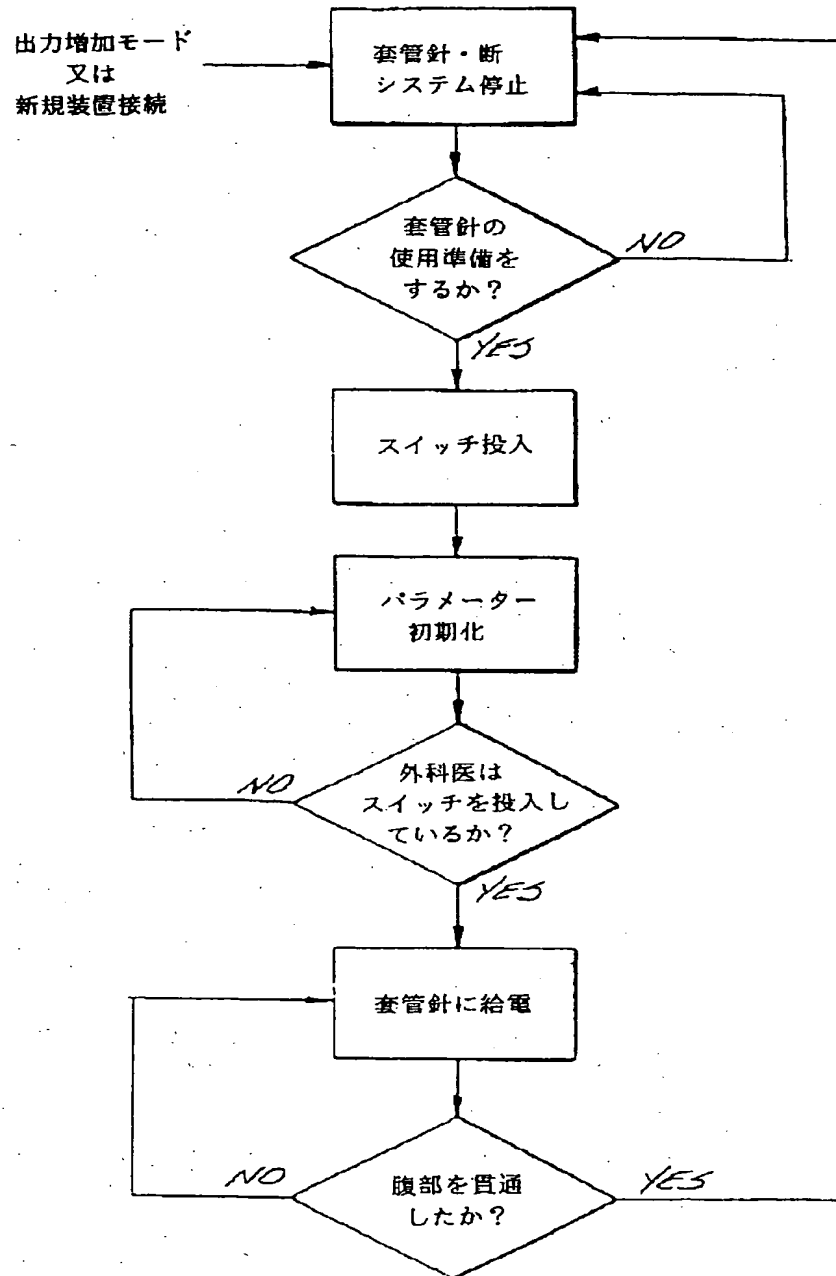
【図13】



【図16】



【図14】



【図15】

